



行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

鳳凰人工心臟流場量測

An Investigation of The Flow Within The Phoenix Artificial Heart

計畫編號：NCS 86-2314-B-032-001-M08

執行時間：85 年 8 月 1 日至 86 年 7 月 31 日

主持人：盧博堅 共同主持人：鄭國材、魏崢

執行單位：淡江大學水資源及環境工程學系

一、中文摘要

本研究針對鳳凰人工心臟之流場做一詳細探討，左右人工心臟安裝在一模擬心血管循環系統裏，使用甘油與水混合產生黏性度為 3.9cP 及密度為 1.30 g/cm^3 之模擬血液，流場量測方法為流場可視化及二分量雷射流速儀定量量測。定量量測與可視化定性觀測結果吻合。結果顯示左右兩心在心囊內膜運動下，能引導心室腔內流體充分混合，無停滯現象，對於心室的邊壁有很好的清洗作用，減少血栓發生機會。心室腔內的紊流切應力於心瓣區，左心的最大主軸切應力值為 772 dyn/cm^2 ，右心的最大主軸切應力值為 460 dyn/cm^2 ，兩者的最大主軸切應力都未達到溶血上限 1500 dyn/cm^2 ，雖然已達到血小板遭破壞的切應力範圍 $100\text{--}500 \text{ dyn/cm}^2$ ，但在曝露時間及紊流尺度的考量上，對於血小板產生的破壞輕微。

關鍵詞：人工心臟，流場可視化，紊流雷諾應力

Abstract

The Phoenix 7 total artificial heart was studied in order to obtain detailed information of its flow pattern. Both the left and right sides of the heart were mounted in a mock circulation loop system. The blood analog was a mixture of glycerin and distilled water with viscosity of 3.9 cP and density of 1.30 g/cm^3 . Flow visualization and a 2-D laser Doppler anemometer were used to observe the flow field. There was a good

agreement between the quantitative results and visualization results. Equipped with a novel triangular-shaped diaphragm, driven by pneumatics, the Phoenix 7 could fully induce the fluid into and expel it from the inner cavity, without any stagnation. This also provided the inner walls with a good wash-out effect, thus reducing the chance of blood aggregation and the occurrence of thromboembolism. The turbulence Reynolds shear stress was greater near the valves than inside the cavity. The peak principal Reynolds shear stress at the valves was 772 dyn/cm^2 in the left heart and 460 dyn/cm^2 in the right heart. Although these amounts of stress do not exceed the 1500 dyn/cm^2 limit of hemolysis, they can still cause platelet damage, which occurs at $100\text{--}500 \text{ dyn/cm}^2$. However, when the turbulence length scales and exposure time are considered, the damage caused to platelets is insignificant.

Keywords: total artificial heart, flow visualization, turbulent Reynolds stress

二、緣由與目的

Dr.Kolff 在 1992 年指出美國每年約有 35,000 人罹患心臟衰竭，其中只有 2000 人可獲得心臟移植(Kolff,1992)。同樣地，在台灣需要換心者遠超過心臟捐贈者。而換心者在等待換心期間仍需靠全人工心臟或左心室人工心臟輔助器來維持生命。基於以上的需求，目前全世界有很多的醫師，工程師，專家學者投入人工心臟及人工心臟輔助器的研究發展，以期發展出永久性的人工器官以補充不足的捐心或不適

合心臟移植者，和暫時性的器官做為等候移植的橋樑。

本研究針對鳳凰人工心臟的流場作一詳細的量測，並評估此人工心臟造成血栓的可能性，以作為改良設計上的依據。

三、研究方法及進行步驟

左右心臟安裝在一模擬心血管循環系統裏(Wang et al. 1987)。模擬血液由體積比 24% 甘油及 76% 硫氰化鉀水溶液所組成，硫氰化鉀水溶液由重量比 55% 硫氰化鉀及 45% 水所組成。此混合溶液的黏性為 $\mu=3.9\text{cP}$ ，密度為 $\rho=1.287\text{ g/cm}^3$ ，其折射率為 1.4576 與玻璃模型之鳳凰心之外殼接近。

在流體內加入 $74\mu\text{m}$ 的反光粒子，光源則為 10 mw He-Ne 雷射，雷射光經過柱面鏡而產生之片光，使流場顯影。採用電子藉合攝影機(CCD)錄製顯影流場。藉著反光粒子則可很清楚看到整個流場的一般流況，如速度分佈，停滯區，心瓣尾流發展情形。

流場定量量測採用 TSI 之二分量 4 光束光纖雷射都卜勒測速儀(LDA)，求取平均速度分量及層流切應力及紊流雷諾正向應力及紊流雷諾切應力，並利用參考座標軸的轉換求取在主軸上的最大正向雷諾應力與最大雷諾切應力(Baldwin et al. 1994)。量測點的選擇除了參考流場可視化所得之流況外，主要著重於壓力囊膜內周圍及其與外殼連接部份附近以及心瓣的入流及出流附近，其佈點位置如圖 1、圖 2 所示。

四、結果與討論

(一)流場可視化結果

左心在收縮相位時，壓力囊為三面褶合凹陷體，在頂部圓弧端收縮變形不明顯。左右心室之壓力囊凹陷變形的功能，除了儲蓄來自入口端的血液外，心囊內膜移動邊界可帶動鄰近周遭心室腔道流體運動，有助於心室內血液的清洗作用，減少

血液停滯現象的發生，同時有助於能量及動量的混合。右心兩側邊凹陷，導引流體從入口端平順繞過心室尖端底部，有助於清洗底部邊界及減少停滯點發生，血栓產生機會大為減少。在入口端凹陷心囊內膜之移動邊界有助於房室瓣入口孔口射流之剪力層發展，對於動量及能量混合有正面的促進作用，減低其亂流破壞力發生。

(二)LDA 量測結果

左心室在主動脈心瓣下游區壓縮峰值相位有最高值之孔口射流發生，其次在房室瓣下游舒張相位亦有較大值。而房室瓣在壓縮初期，有間隙流發生，同時此相位亦有較高紊流動能，在心室腔道內流速均較小，唯有在心囊壓縮運動時在較為狹窄腔道有較高值。左心的亂流切應力仍以出口動脈瓣壓縮相位峰值區有較高值，最大值約為 772 dyn/cm^2 。如表 1 所示，右心亦在肺動脈心瓣區下游壓縮期峰值相位有較高值之孔口射流，最大值為 84 cm/s ，其次在房室瓣下游孔口射流也有較高值。雷諾切應力(表 2)在房室瓣下游有最高值約為 460 dyn/cm^2 。

比較左心室與右心室雷諾擾動切應力量測結果知，右心室最大值為 460 dyn/cm^2 ，小於左心室最大值 772 dyn/cm^2 。兩者心室最大值均發生在心瓣區域，且其最大主軸切應力均達到溶血上限 1500 dyn/cm^2 ；(Hellums and Brown, 1977)，然而已達到血小板遭破壞的切應力範圍 $100\text{--}500\text{ dyn/cm}^2$ (Hung et al., 1977; Ramstack et al., 1979)，符合臨床報告上此人工心臟仍不能免除血栓栓塞及服用抗凝血劑之併發症。但在曝露時間的考量上，對於血小板產生的破壞輕微。除了考慮血小板破壞外，同時也要考慮血小板的停滯，所以流場中必須存在適當的擾動應力，有助於減少血小板停滯現象的發生。根據速度剖面及流場可視化量測結果知，本型人工心臟之心囊可隨著脈動相位變化，能有效引導心室腔內流體充分混合。此由於其內膜運動方式為三維性收縮褶合變化，且移動距離較短，對於心室邊壁可提供很好的清洗

作用，減少血液停滯發生血栓機會。

五、結論

本研究針對鳳凰人工心臟之流場做一詳細探討，使用方法為流場可視化及二分量雷射流速儀定量量測。定量量測與可視化定性觀測結果吻合，結果顯示在心囊內膜運動下，能引導心室腔內流體充分混合，呈現流體運動一直在變動，無停滯現象，對於心室的邊壁有很好的清洗作用，減少血栓發生機會。在心室腔體的流體，希望控制適當大小的擾動流場，減少血球的破壞應力，同時也要避免停滯現象的發生，形成血小板之會集及沈澱反應。與其他形式單半圓形心囊人工心臟比較，本研究之心室內三角形壓縮心囊移動之距離較短但反應的速度較快，促使心室內血液之混合較完整。此功能有助於流體之清洗作用及減少血液停滯現象。

心室腔內的紊流切應力均小於心瓣區，兩區域的最大主軸切應力都未達到溶血上限 1500 dyn/cm^2 ，雖然已達到血小板遭破壞的切應力範圍 $100\text{-}500 \text{ dyn/cm}^2$ ，但在曝露時間及紊流尺度的考量上，對於血小板產生的破壞輕微。

六、參考文獻

1. Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM, LDA measurements of mean velocity and Reynolds stress fields within an artificial heart ventricle. ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol116, 1994;190-200.
2. Hellums JK Brown CH, Blood cell damage by mechanical forces. In: Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements (Eds. Hwang N.H.C. and Normann N.A.), University Park Press, Baltimore, MD 1977.
3. Hung TC, Hochmuth RM, Joist JH, Sutura SP, Shear-induced aggregations and lysis of platelets. Trans ASAIO 1976;22, pp.285-290.
4. Kolff WJ, All is well with the artificial heart. Artif Organs 1992;16:118-122.

5 Ramstack, JM, Zuckerman, L Mockros, LF, Shear induced activation of platelets. J Biomech 1979 12, pp.113-125.

6. Wang JC, Lu PC, McInnis BC, A microcomputer-based control system for the total artificial heart. Automatica 1987;23:275-286.

表 1 左心室最大前 30 組量測點位置及相位時間之主軸切應力值統計表。

location number	cycle time (ms)	Reynolds shear stresses(dyn/cm ²)
77	20	772.09
2	140	700.35
76	20	699.30
2	80	685.89
6	80	682.80
2	160	650.41
8	160	567.60
2	120	566.55
2	220	564.88
2	240	547.31
55	120	528.35
75	40	523.01
90	40	520.42
21	500	518.17
2	260	507.45
30	580	506.37
8	200	500.52
77	580	496.10
83	40	491.88
89	40	488.52
9	120	485.57
2	180	485.26
2	200	484.20
9	100	468.03
5	80	467.12
8	140	446.82
8	100	444.50
29	620	439.30
22	500	436.89
9	140	432.33

表 2 右心室最大前 30 組量測點位置及相位時間之主軸切應力值統計表。

location number	cycle time (ms)	Reynolds shear stresses (dyn/cm ²)
75	620	459.94
75	600	413.79
3	280	397.35
69	560	396.52
7	280	391.05
10	480	390.72
34	580	380.44
35	560	365.62
7	260	355.37
75	640	350.92
3	260	344.45
3	240	339.52
2	220	332.67
70	560	331.39
2	200	319.23
68	560	317.41
36	600	311.89
36	560	297.15
8	260	296.94
7	240	292.29
33	560	292.06
4	180	284.00
2	320	281.55
8	300	281.45
46	620	279.03
36	580	276.72
8	280	276.63
7	200	273.99
5	200	271.36
38	680	271.29

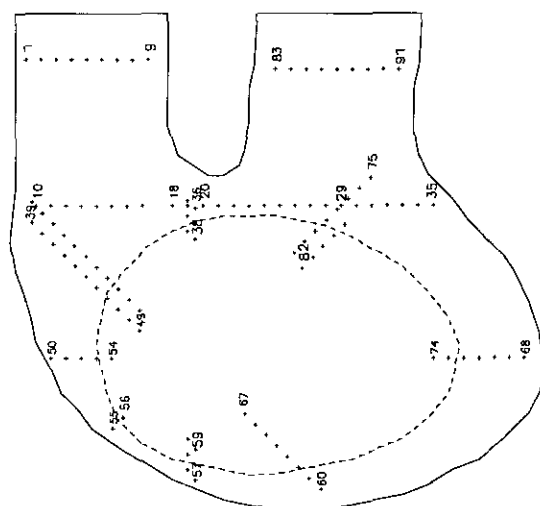


圖 1 左心室流場量測點配置圖

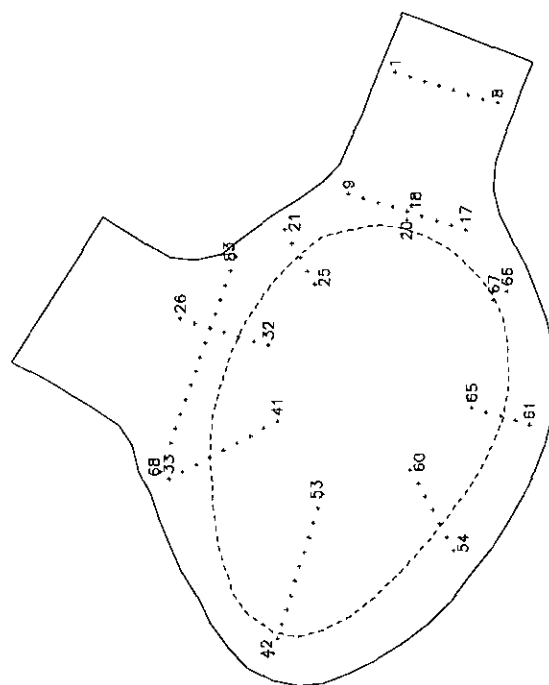


圖 2 右心室流場量測點配置圖